

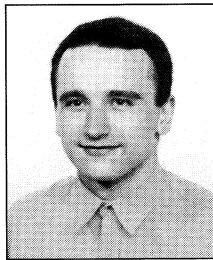
Ireneusz JABŁOŃSKI, Adam Grzegorz POLAK, Janusz MROCZKA

POLITECHNIKA WROCLAWSKA
KATEDRA METROLOGII ELEKTRONICZNEJ I FOTONICZNEJ

Metody identyfikacji modelu układu oddechowego w czasie przerywania przepływu powietrza

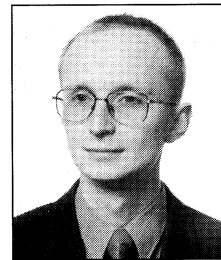
Mgr inż. Ireneusz JABŁOŃSKI

– doktorant w Katedrze Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej na Wydziale Elektroniki Politechniki Wrocławskiej. Podejmuje zagadnienia związane z modelowaniem oraz pomiarem właściwości systemów biologicznych.



Dr inż. Adam Grzegorz POLAK

– adiunkt w Katedrze Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej na Wydziale Elektroniki Politechniki Wrocławskiej. Zajmuje się modelowaniem i identyfikacją obiektów złożonych oraz nieinwazyjnymi metodami pomiarowymi w medycynie.



Prof. dr hab. inż. Janusz MROCZKA

– kierownik Katedry Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej na Wydziale Elektroniki Politechniki Wrocławskiej. Zajmuje się algorytmizacją problemu odwróconego i jego aplikacją w pomiarach oraz analizą spektralną i polaryzacyjną promieniowania rozprzosezonego w układach dyspersyjnych.



Streszczenie

W pracy przedstawiono technikę przerywania przepływu wykorzystywaną w pomiarach oporu dróg oddechowych oraz podstawowe problemy z nią związane. Wykorzystując zmodyfikowany model zastępczy układu oddechowego zaproponowany przez Dubois i in. [4], przeprowadzono analizę własności identyfikacji jego parametrów w dziedzinie czasu i częstotliwości. Opisane prace stanowią kontynuację badań poświęconych ocenie metrologicznej techniki przerywania przepływu.

Abstract

The interrupter technique for measurement of respiratory system resistance has been presented and its main problems concerned. The analysis of identification properties for parameters of a modified electrical analogue for the respiratory system proposed by Dubois et al. [4] has been performed, both in the time and frequency domain. This work is a continuation of the investigation focused on metrological evaluation of the interrupter technique.

Wstęp

Jedną z nieinwazyjnych metod badania mechanicznych właściwości układu oddechowego jest wprowadzona przez von Neergaarda i Wirtza technika przerywania przepływu [16]. Polega ona na krótkotrwałym przerywaniu przepływu powietrza (czas od kilkunastu do ponad stu ms) poprzez zamknięcie zaworu przy ustach pacjenta i jednoczesnym pomiarze w ustniku spadającego do zera natężenia przepływu Q_{ao} i narastającego ciśnienia P_{ao} [18]. Ponieważ sądzono, że ciśnienie w jamie ustnej wzrasta wtedy do poziomu pęcherzykowego (P_A), jego stosunek do przepływu tuż przed przerywaniem (oznaczany jako R_{im}) traktowano jako oszacowanie oporu dróg oddechowych (R_{aw}). Późniejsze badania wykazały jednak, że rejestrowany sygnał zmian ciśnienia jest bardziej złożony (zob. [18]), a omawiana technika przeszacowuje P_A , a tym samym R_{im} o ok. 20% [8].

W celu wyjaśnienia charakteru zmian ciśnienia P_{ao} stosowano jedno-, dwu- i wielokompartментowe modele o parametrach skupionych (np. [1], [14]). Prace te nie doprowadziły jednak do zaproponowania metod identyfikacji wprowadzonych modeli. W ostatnich latach ukazały się publikacje podejmujące analizę rejestrowanego sygnału ciśnienia w dziedzinie częstotliwości i jego korelację z mechanicznymi właściwościami układu oddechowego [6], [7], [19]. Również i one, pomimo zachęcających wyników, nie przyczyniły się do opracowania metody estymacji parametrów odpowiedniego modelu układu oddechowego. Stąd technika przerywania przepływu wykorzystywana jest do wyznaczania jedynie R_{im} będącego sumą oporu dróg oddechowych i części oporu tkanek płuc [1], [15].

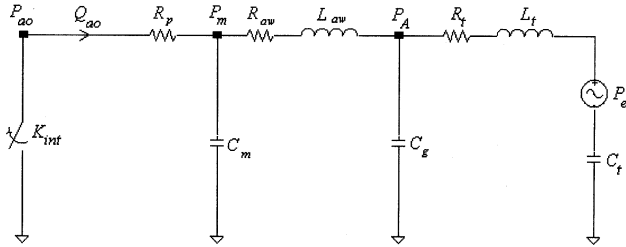
Celem referatu jest przedstawienie wyników badań opartych o symulacje komputerowe, poświęconych możliwości i jakości estymacji parametrów elektrycznego modelu zastępczego układu oddechowego w czasie przerywania przepływu powietrza. Zagadnienia te obejmują metody identyfikacji modelu zarówno w dziedzinie czasu jak i częstotliwości.

Podstawy teoretyczne

Model układu oddechowego w czasie przerywania przepływu powietrza

W badaniach wykorzystywano elektryczny model zastępczy układu oddechowego zaproponowany przez Dubois i in. [4], w którym dodatkowo uwzględniono podatność części ustnej C_m oraz rezystancję R_p odzwierciedlającą opór przetwornika przepływu (rys.1). Konieczność uzupełnienia analogu o dodatkowy element podatnościowy wypływa z wyników badań przeprowadzonych przez Jaegera [9] oraz Batesa i in. [1]. Podatność jamy ustnej (głównie policzków) przyjęto jako $9 \cdot 10^{-6} \text{ dm}^3 \cdot \text{Pa}^{-1}$, R_p równe $50 \text{ Pa} \cdot \text{dm}^{-3} \cdot \text{s}$, a wartości pozostałych parametrów ustalono zgodnie z danymi obliczonymi przez Lutchena i Jacksona [12] (po przeliczeniu na jednostki SI). Zawór przerywający przepływ symulowany jest za pomocą klucza K_{im} .

Choć w rzeczywistym układzie oddechowym, w zakresie przepływów $0.1 \div 1.0 \text{ dm}^3/\text{s}$, obserwujemy nieliniowe zachowanie wybranych parametrów (np. podatności dróg oddechowych, oporu górnych dróg oddechowych), to nie zostały one uwzględnione w modelu wykorzystywanym do badań. Wynika to głównie z faktu, iż



Rys. 1. Elektryczny model zastępczy układu oddechowego w czasie przerywania przepływu powietrza: K_{int} – klucz reprezentujący zawór zamykający przepływ, R_p – opór przetwornika przepływu, C_m – podatność części ustnej, R_{aw} – całkowity opór dróg oddechowych, L_{aw} – całkowita inercja dróg oddechowych, C_g – podatność sprężonego gazu pęcherzykowego, R_t – łączny opór tkanek płuc i klatki piersiowej, L_t – inercja tkanek płuc i klatki piersiowej, P_e – źródło charakteryzujące pracę mięśni wdechowych, C_t – podatność tkanek płuc i klatki piersiowej, P_A – ciśnienie pęcherzykowe, P_m – ciśnienie w ustach, P_{ao} – mierzone ciśnienie u wyjścia dróg oddechowych, Q_{ao} – mierzony przepływ u wyjścia dróg oddechowych

nadrzędnym celem prezentowanych rozważań jest wykazanie możliwości identyfikacji parametrów bardziej rozbudowanych struktur opisujących rozważany układ, aniżeli prezentowanych dotychczas modeli dwuelementowych. Analiza dokładniejszych analogów, uwzględniających m.in. wspomniane zjawiska będzie przedmiotem dalszych prac.

Identyfikacja modelu w dziedzinie czasu

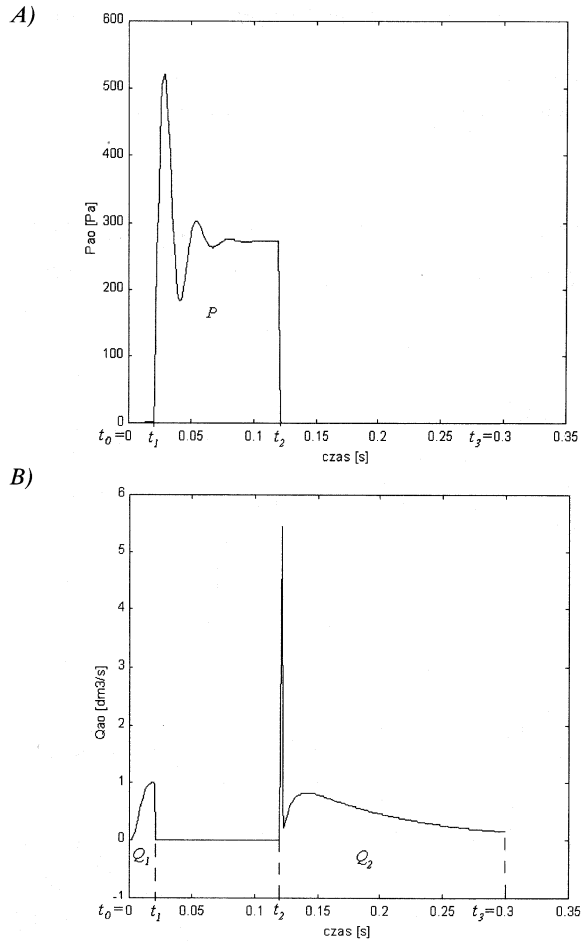
Jedną z możliwości identyfikacji w dziedzinie czasu jest estymacja parametrów modelu przedstawionego w postaci układu równań stanu (1), [10], [13], reprezentujących zjawiska dynamiczne zachodzące w opisywanym systemie pod wpływem wymuszeń zewnętrznych i nagromadzonej w układzie energii oraz wyrażających przy czynowy charakter tych zjawisk:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= Ax + Bu, \\ y &= Cx + Du, \end{aligned} \tag{1}$$

gdzie: u – wektor wymuszeń, x – wektor zmiennych stanu, y – wektor odpowiedzi, A – macierz stanu, B , C , D – macierze skalujące i transformujące.

Identyfikację w dziedzinie czasu można przeprowadzić poprzez dopasowanie sygnału $y = [q_1^T, p^T, q_2^T]^T$ pochodzącego z wyjścia modelu do sygnału $z = [q_{z1}^T, p_z^T, q_{z2}^T]^T$ zmierzony w rzeczywistym układzie (rys. 2), gdzie: q_1, q_{z1} – przepływy u wyjścia dróg oddechowych w chwili $t_0 \dots t_1$, p, p_z – ciśnienia u wyjścia dróg oddechowych w chwili $t_1 \dots t_2$, q_2, q_{z2} – przepływy u wyjścia dróg oddechowych w chwili $t_2 \dots t_3$.

Podczas biernego wydechu źródło sygnału pobudzającego P_e jest nieaktywne, w związku z czym nie jest wymagana znajomość charakterystyki pracy mięśni oddechowych. W czasie badań symulowano wyłącznie fazę wydechu wykorzystując odpowiednio sformułowane warunki początkowe (ciśnienie na podatności C_t na końcu wdechu). Warunek początkowy $P_c(t_0) \equiv P_0$ przyjęto jako dodatkowy parametr, niezależniając tym samym wyniki analizy od czasowych zmian ciśnienia wytwarzanego przez mięśnie wdechowe. Identyfi-



Rys. 2. Sygnały wyjściowe wykorzystywane do analizy jakości estymacji parametrów w dziedzinie czasu: A) ciśnienie P_{ao} u wyjścia dróg oddechowych, B) przepływ Q_{ao} u wyjścia dróg oddechowych

kacja modelu układu oddechowego polega w tym przypadku na wykorzystaniu iteracyjnego algorytmu estymacji parametrów modelu nieliniowego, w celu minimalizacji funkcji kryterialnej:

$$V(\theta) = (q_{z1} - q_1)^T R_q (q_{z1} - q_1) + (p_z - p)^T R_p (p_z - p) + (q_{z2} - q_2)^T R_q (q_{z2} - q_2) \tag{2}$$

gdzie θ jest wektorem nieznanych parametrów ($C_m, R_{aw}, L_{aw}, C_g, R_p, L_p, C_p, P_0$), R_q macierzą kowariancji zakłóceń sygnału przepływu, a R_p to macierz kowariancji zakłóceń sygnału ciśnienia.

Identyfikacja modelu w dziedzinie częstotliwości

Identyfikacja w dziedzinie częstotliwości może polegać na dopasowaniu impedancji modelu do impedancji oddechowej Z_{rs} estymowanej na podstawie zarejestrowanych przebiegów przepływu i ciśnienia w ustach. W tym celu wykorzystuje się dyskretną transformację Fouriera (DFT) do wyznaczania widma gęstości mocy sygnału ciśnienia G_{pp} i przepływu G_{QQ} oraz widma wzajemnego gęstości mocy tych sygnałów G_{QP} . Dane pomiarowe, w celu zwiększenia dokładności estymacji impedancji, dzieli się na N_g grup i dla każdej z nich osobno oblicza widma gęstości mocy. Przy analizie częstotliwościowej wyników testu przerywania przepływu grupy te mogą być danymi związanymi z kolejno następującymi po sobie przerywaniami [7].

Widma następnie są uśredniane do wartości \bar{G}_{pp} , \bar{G}_{qq} i \bar{G}_{qp} . Impedancja oddechowa wyznaczana jest ostatecznie jako:

$$\hat{Z}_{rs}(j\omega) = \frac{\bar{G}_{pp}(\omega)}{\bar{G}_{qp}(j\omega)} \quad (3)$$

W oparciu o uśrednione widma mocy oblicza się również funkcję koherencji γ pozwalającą określić jakość estymacji impedancji \hat{Z}_{rs} :

$$\gamma^2(f) = \frac{|\bar{G}_{qp}|^2}{\bar{G}_{pp} \cdot \bar{G}_{qq}}, \quad 0 \leq \gamma^2 \leq 1 \quad (4)$$

oraz oszacować wariancję S^2 estymatora impedancji dla poszczególnych częstotliwości:

$$S^2(f) = \left| \hat{Z}_{rs}(j2\pi f) \right|^2 \frac{[\gamma^2(f)]^{-1} - 1}{N_g - 2} \quad (5)$$

Ponieważ przerwanie przepływu następuje w czasie biernego wydechu, w analizie impedancji modelu układu oddechowego pominięć można źródło sygnału pobudzającego P_e , gdyż jest ono wtedy nieaktywne. Impedancja wejściowa Z_{in} modelu wynosi wówczas:

$$Z_{in}(j\omega) = R_p + \frac{Z_m Z_g Z_t + Z_m Z_{aw} Z_g + Z_m Z_{aw} Z_t}{Z_g Z_m + Z_t Z_m + Z_g Z_t + Z_{aw} Z_g + Z_{aw} Z_t} \quad (6)$$

gdzie: $Z_m(j\omega)$ – impedancja podatności C_m , $Z_{aw}(j\omega)$ – impedancja szeregowego połączenia R_{aw} i L_{aw} , $Z_g(j\omega)$ – impedancja podatności C_g oraz $Z_t(j\omega)$ – impedancja szeregowego połączenia R_p , L_t i C_t . Dodatkowo $Z_{in}(0) = R_p + R_{aw} + R_t$, gdyż podczas biernego wydechu przepływ spowodowany jest rozładunkową się podatnością C_t .

W celu identyfikacji modelu układu oddechowego należy zastosować iteracyjny algorytm estymacji parametrów modelu nieliniowego, podobnie jak ma to miejsce w przypadku techniki wymuszonych oscylacji. Pozwala on na minimalizację funkcji kryterialnej, której wartość zależy od dopasowania np. modułu wyjścia modelu do modułu estymowanego na podstawie pomiarów widma impedancji:

$$\hat{\theta} = \arg \min_{\theta} (\mathbf{z}_{rs} - \mathbf{z}_{in}(\theta))^T \mathbf{R}^{-1} (\mathbf{z}_{rs} - \mathbf{z}_{in}(\theta)) \quad (7)$$

gdzie \mathbf{z}_{rs} i \mathbf{z}_{in} to odpowiednio wektory modułów impedancji estymowanej i obliczanej na podstawie modelu, θ jest wektorem nieznanymi parametrów (C_m , R_{aw} , L_{aw} , C_g , R_p , L_t , C_t), a \mathbf{R} macierzą wag: $\mathbf{R} = \text{diag}(S^2)$.

Analiza wariancji estymatorów

Identyfikacja zaproponowanego modelu układu oddechowego w czasie przerywania przepływu, zarówno w dziedzinie czasu jak i częstotliwości, wymaga zastosowania algorytmów iteracyjnych. Efektem ich działania jest wektor estymatorów parametrów $\hat{\theta}$ oraz oszacowanie ich wariancji Σ :

$$\Sigma(\hat{\theta}) = [\eta^T(\hat{\theta}) \mathbf{R}^{-1} \eta(\hat{\theta})]^{-1} \quad (8)$$

gdzie η jest macierzą wrażliwości wyjścia modelu y względem parametrów:

$$\eta = \frac{\partial y}{\partial \theta} \quad (9)$$

W przypadku modeli nieliniowych jest ona zależna od wartości parametrów.

Z wielu względów wygodniej jest oceniać wariancję estymatorów przed przystąpieniem do tworzenia algorytmu identyfikacyjnego. Można to zrobić korzystając z faktu, że w trakcie badań symulacyjnych znana jest zarówno struktura modelu, jak i wybrany wektor parametrów θ_0 . Ponieważ $\hat{\theta} \approx \theta_0$, to wariancję uzyskiwanych estymatorów można oszacować jako $\Sigma(\theta_0)$. Wtedy wektor względnych niepewności estymacji \mathbf{d} , określonych jako stosunek odchyleń stan-

dardowych do rzeczywistych wartości parametrów, obliczyć można następująco:

$$\mathbf{d} = \Theta_0^{-1} \text{diag}(\Sigma(\theta_0))^{1/2}, \quad (10)$$

$$\Theta_0 = \text{diag}(\theta_0)$$

Wyniki badań symulacyjnych

Własności identyfikacji w dziedzinie czasu

Ocena własności identyfikacji modelu układu oddechowego w dziedzinie czasu opiera się na wyznaczeniu macierzy wrażliwości rozpatrywanego modelu dla rzeczywistego wektora parametrów θ_0 oraz oszacowaniu wariancji wektora estymatorów $\hat{\theta}$.

W układzie opisanym symulowano jednokrotne przerwanie przepływu powietrza o czasie trwania 100 ms. Początek okluzji przypadał na $t_1 = 20$ ms od chwili rozpoczęcia wydechu. Dane zbierano z częstotliwością próbkowania 1 kHz. Sygnały ciśnienia i przepływu zsumowano z szumem gaussowskim o odchyleniu standardowym odpowiednio $\sigma_p = 1$ Pa i $\sigma_q = 0,01$ dm³·s⁻¹. Stąd $\mathbf{R}_p = \sigma_p^2 \mathbf{I}$, $\mathbf{R}_q = \sigma_q^2 \mathbf{I}$.

Wektory wrażliwości modelu obliczono numerycznie modyfikując wartości kolejnych elementów θ_k wektora parametrów θ_0 o $\pm \Delta \theta_k = 0.1 \cdot \theta_k$:

$$\eta_k = \frac{\partial y}{\partial \theta_k} \approx \frac{y(\theta_k + \Delta \theta_k) - y(\theta_k - \Delta \theta_k)}{2\Delta \theta_k} \quad (11)$$

Dokonując obliczeń zgodnie z zależnością (10), oszacowano względną niepewność estymacji parametrów modelu układu oddechowego w dziedzinie czasu. Zamieszczone w tab. 1 wyniki analizy pokazują dużą dokładność identyfikacji modelu w warunkach przyjętych w czasie symulacji. Warto zwrócić uwagę na fakt, że odwracanie macierzy $\eta^T \mathbf{R}^{-1} \eta$, gdzie $\mathbf{R} = \text{diag}(\mathbf{R}_p, \mathbf{R}_p, \mathbf{R}_q)$ jest źle uwarunkowane numerycznie (stosunek największej wartości osobliwej macierzy do najmniejszej wynosi $4.6 \cdot 10^{17}$), co może być źródłem dodatkowych niedokładności podczas estymacji.

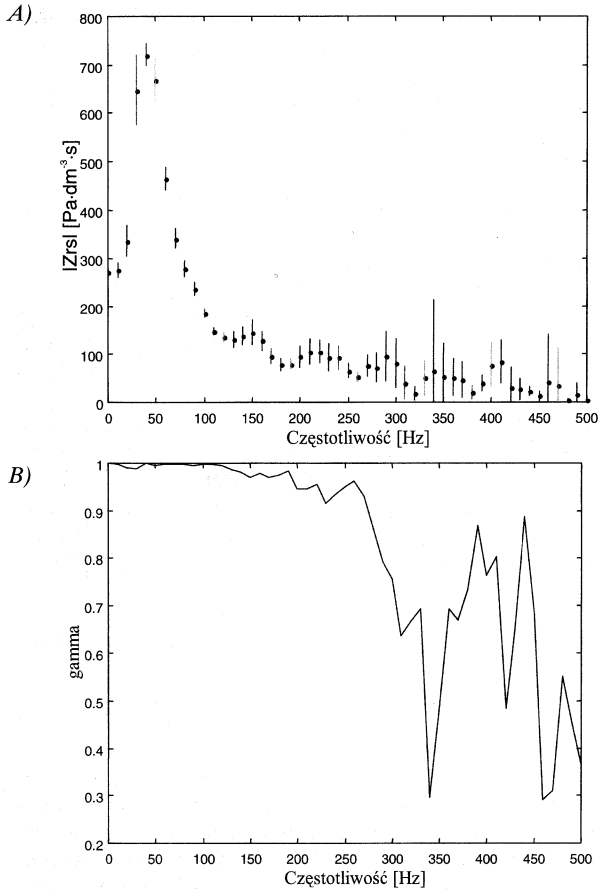
Tab. 1. Wyniki oszacowania niepewności estymacji parametrów modelu układu oddechowego w dziedzinie czasu

	C_m	R_{aw}	L_{aw}	C_g	R_t	L_t	C_t	P_e
\mathbf{d} [%]	0,3	1,9	0,3	4,3	3,4	2,3	0,6	0,6

Własności identyfikacji w dziedzinie częstotliwości

Podstawą określenia własności identyfikacji modelu układu oddechowego w dziedzinie częstotliwości jest oszacowanie wariancji estymatora impedancji \hat{Z}_{rs} w określonych częstotliwościach oraz wyznaczenie macierzy wrażliwości tego modelu dla rzeczywistego wektora parametrów θ_0 .

Do symulacji zmian ciśnienia i przepływu u wylotu ust wykorzystano implementację modelu opisaną powyżej. Zasympulowane zostały 4 przerywania o czasie trwania 50 ms i takich samych przerwach pomiędzy nimi. Dane zbierano z częstotliwością próbkowania 1 kHz. Sygnały ciśnienia i przepływu zsumowano, jak poprzednio, z szumem gaussowskim o odchyleniu standardowym odpowiednio 1 Pa i 0.01 dm³·s⁻¹. Utworzono 4 grupy danych pomiarowych (każda z jednym przerywaniem) i estymowano impedancję Z_{rs} , funkcję koherencji oraz wariancję estymatora. W czasie obliczania widm gęstości mocy stosowano okno Hanninga. Częstotliwość próbkowania i czas rejestracji jednej grupy danych (100 ms) daje rozdzielczość w dziedzinie częstotliwości równą 10 Hz. W celu dokładniejszego oszacowania wariancji S^2 estymowanej impedancji obliczono ją dla każdej częstotliwości 200 razy i następnie uśredniono. Przykładowe wykresy obliczonego modułu impedancji



Rys. 3. Moduł widma impedancji układu oddechowego estymowanego na podstawie symulacji przerywania przepływu z odchyleniami standardowymi (A) i odpowiadająca mu funkcja koherencji $\gamma(f)$ (B)

wraz z odchyleniem standardowym oraz funkcji koherencji pokazano na rys. 3A i rys. 3B.

Zakładając, że estymacja parametrów modelu polegać będzie na dopasowaniu modułu jego impedancji do modułu zmierzonej impedancji obiektu rzeczywistego, elementy macierzy wrażliwości mogą być wyznaczone analitycznie w następujący sposób:

$$\zeta_k(f) = \frac{\partial |Z_{in}(f)|}{\partial \hat{\epsilon}_k} = \frac{1}{|Z_{in}|} \left[\operatorname{Re}(Z_{in}) \cdot \operatorname{Re} \left(\frac{\partial Z_{in}}{\partial \hat{\epsilon}_k} \right) + \operatorname{Im}(Z_{in}) \cdot \operatorname{Im} \left(\frac{\partial Z_{in}}{\partial \hat{\epsilon}_k} \right) \right], \quad (12)$$

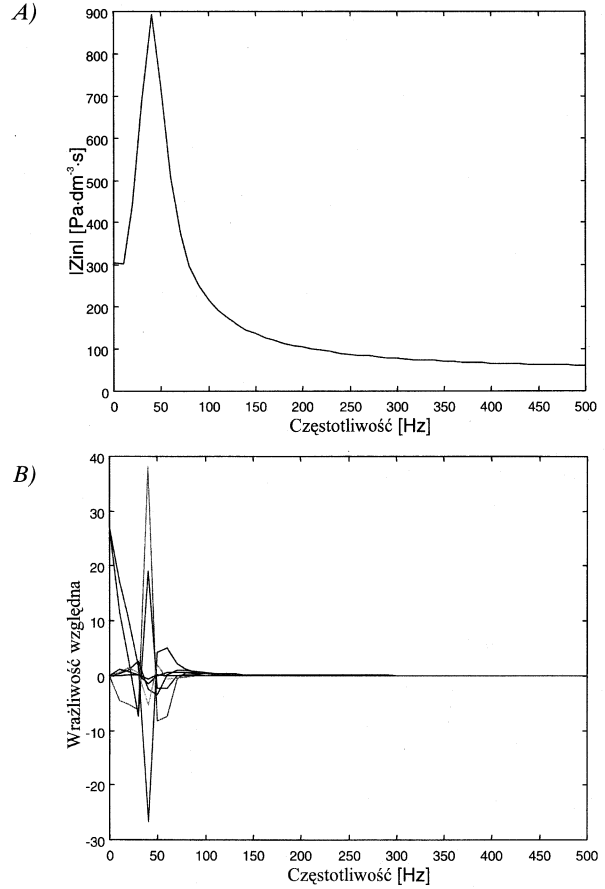
$$\frac{\partial Z_{in}}{\partial \hat{\epsilon}_k} = \frac{\partial Z_{in}}{\partial Z_x} \cdot \frac{\partial Z_x}{\partial \hat{\epsilon}_k},$$

gdzie indeks x oznacza odpowiedni indeks m , aw , g , lub t . Wektory wrażliwości można porównać graficznie dokonując uprzednio ich normalizacji:

$$\eta_N = \mathbf{R}^{-1/2} \boldsymbol{\eta} \operatorname{diag}(\operatorname{diag} \boldsymbol{\Sigma}^{1/2}), \quad (13)$$

Zależność modułu impedancji wejściowej od częstotliwości i rozkład częstotliwościowy znormalizowanych wektorów wrażliwości modelu pokazano odpowiednio na rys. 4A i rys. 4B.

Uzyskane na podstawie symulacji i obliczeń dane pozwalają oszacować względną niepewność estymacji parametrów modelu układu oddechowego w dziedzinie częstotliwości, zgodnie z zależnością. Wyniki tej analizy umieszczone w tab. 2 pokazują, że estymacja większości parametrów w dziedzinie częstotliwości obarczona będzie dużym błędem losowym. Jest to związane m.in. z dużą współliniowością wpływu podatności C_g oraz oporów R_t i R_{aw} na impedancję. Dodatkowo zjawisko to powoduje, że odwracanie macierzy $\boldsymbol{\eta}^T \mathbf{R}^{-1} \boldsymbol{\eta}$ jest źle uwarunkowane numerycznie (liczba uwarunkowania równa $1.0 \cdot 10^{10}$), co może być przyczyną dalszych, nie-



Rys. 4. Widmo impedancji zaproponowanego modelu układu oddechowego (A) i znormalizowane funkcje wrażliwości tego modelu (B)

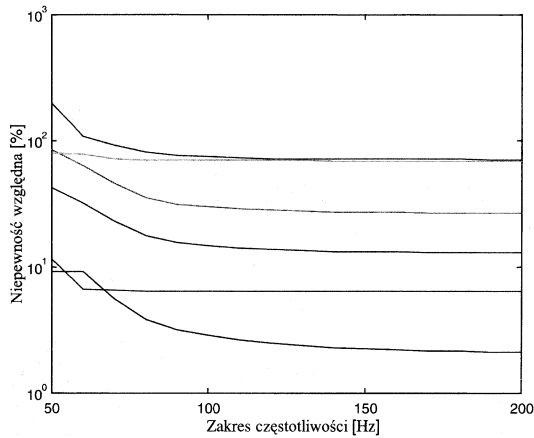
przewidywalnych błędów podczas estymacji. Podobne trudności zauważone zostały wcześniej przy analizie dokładności estymacji parametrów modelu Dubois'a w oparciu o technikę wymuszonych

Tab. 2. Wyniki oszacowania niepewności estymacji parametrów modelu układu oddechowego w dziedzinie częstotliwości

	C_m	R_m	L_m	C_g	R_t	L_t	C_s
d [%]	2.4	140	22	360	290	110	72
$d_{\%}$ [%]	2.0	13	6.4	-	26	71	69

oscylacji [11]. W tej sytuacji proponuje się obliczanie C_g na podstawie czynnościowej pojemności zalegającej (FRC) i wyeliminowanie tego parametru z procesu identyfikacji. W przypadku modelu analizowanego w tej pracy zabieg polegający na eliminacji parametru C_g z procesu identyfikacji znacznie polepsza wiarygodność estymatorów (wektor \mathbf{d}_{C_g} w tab. 2) i jednocześnie poprawia jej uwarunkowanie numeryczne (liczba uwarunkowania równa $8.0 \cdot 10^{16}$). Dzięki niemu następuje przede wszystkim zmniejszenie niepewności estymacji oporu dróg oddechowych (ze 140 do 13%) oraz oporu tkanek klatki piersiowej i płuc (z 290 do 26%).

Przebieg funkcji wrażliwości (rys. 4B) świadczy o tym, że wartości estymatorów parametrów zaproponowanego modelu uzyskiwane są na podstawie danych pomiarowych o częstotliwościach do ok. 120 Hz (a w głównej mierze do ok. 70 Hz), co pozostaje w zgodzie z wynikami badań poświęconych technice wymuszonych oscylacji. Na rys. 5 pokazano zależność dokładności estymacji sześciu parametrów modelu (przy C_g obliczanym na podstawie FRC) od zakresu częstotliwości, do którego należą punkty pomiarowe (zakres jest równy w tym przypadku najwyższej uwzględnianej częstotliwości).



Rys. 5. Zależność dokładności estymacji d_{C_g} sześciu parametrów od zakresu częstotliwości do którego należą dane pomiarowe

Podsumowanie i wnioski

W niniejszej pracy zaprezentowano własności identyfikacji parametrów zmodyfikowanego modelu Duboisa w dziedzinie czasu i częstotliwości. W pierwszym przypadku postawiony cel realizowano poprzez analizę dopasowania sygnałów z wyjścia modelu i rzeczywistego układu powstałych w wyniku złożenia w odpowiednich przedziałach czasowych przebiegów przepływu (Q_{ao}) oraz ciśnienia (P_{ao}) u wyjścia dróg oddechowych. Identyfikację w dziedzinie częstotliwości oparto na dopasowaniu modułu impedancji modelu do modułu impedancji oddechowej \hat{Z}_s estymowanej na podstawie zarejestrowanych charakterystyk przepływu i ciśnienia. Podstawą określenia własności identyfikacji modelu układu oddechowego było przyjęcie charakteru zakłóceń w rejestrowanych sygnałach ciśnienia i przepływu, oszacowanie wariancji estymatora impedancji \hat{Z}_s (dziedzina częstotliwości), jak również wyznaczenie macierzy wrażliwości rozpatrywanego modelu na wartość wektora parametrów (dziedzina czasu i częstotliwości).

Uzyskane wyniki wskazują, że estymatory parametrów będące wynikiem identyfikacji w dziedzinie czasu będą bardziej wiarygodne, aniżeli wartości estymatorów tych samych wielkości otrzymane na podstawie dopasowania impedancji modelu do impedancji oddechowej. Głównym powodem znacznych różnic we względnych niepewnościach estymacji poszczególnych parametrów tymi dwiema metodami jest różna ilość punktów pomiarowych biorąca udział w minimalizacji funkcji kryterialnych. Jak wiadomo, wariancja estymatorów maleje wraz ze wzrostem ich liczby. W przypadku identyfikacji modelu w przestrzeni stanów uwzględniano 300 danych pomiarowych, natomiast na dopasowywanie modułu impedancji wpływ ma tylko kilkanaście punktów, co wynika z przebiegu funkcji wrażliwości (rys. 4B). Należy w tym miejscu zauważyć, że z tego samego powodu wystarczające jest prowadzenie obliczeń do ok. 120 Hz (a nawet 70 Hz), co jednocześnie zapewnia dużą wartość funkcji koherencji.

Dodatkowo podczas analizy identyfikacji w dziedzinie częstotliwości stwierdzono dużą współliniowość wpływu podatności C_g oraz oporów R_t i R_{aw} na impedancję oddechową, co pogarsza uwarunkowanie numeryczne estymacji i może być przyczyną dodatkowych błędów. Jakość estymacji można poprawić obliczając C_g na podstawie objętości powietrza w płucach zmierzonej inną metodą, co byłoby postępowaniem analogicznym do techniki wymuszonych oscylacji. Innym sposobem uzyskiwania lepszego oszacowania parametrów modelu układu oddechowego jest zwiększenie rozdzielczości impedancji estymowanej w dziedzinie częstotliwości, co można osiągnąć przez rejestrację kilku przerwania podczas kilku na-

stępujących po sobie wydechów. Kosztem zwiększenia czasu badania mogłoby to jednocześnie poprawić powtarzalność uzyskiwanych wyników.

Na pewno warto też w dalszej kolejności zbadać jakość identyfikacji z użyciem części rzeczywistej i urojonej impedancji (większa ilość informacji poprawi jakość estymatorów), zanalizować wpływ poziomu zakłóceń na wariancję estymatorów, jak również ocenić własności jednoczesnej identyfikacji w obydwu rozpatrywanych dziedzinach.

Literatura

- [1] J.H.T. BATES, T. ABE, P.V. ROMERO, J. SATO: Measurement of alveolar pressure in closed-chest dogs during flow interruption; J. Appl. Physiol. 1989, 67.
- [2] J.H.T. BATES, P. BACONNIER, J. MILIC-EMILI: A theoretical analysis of interrupter technique for measuring respiratory mechanics; J. Appl. Physiol. 1988, 64.
- [3] J.H.T. BATES, P.D. SLY, T. KOCHI, J.G. MARTIN: The effect of a proximal compliance on interrupter measurements of resistance; Respir. Physiol. 1987, 70.
- [4] A.B. DUBOIS, A.W. BRODY, D.H. LEWIS, B.F. JR. BURGESS: Oscillation mechanics of lungs and chest in man; J. Appl. Physiol. 1956, 8.
- [5] U. FREY, R. KRAEMER: Oscillatory pressure transients after flow interruption during bronchial challenge test in children; Eur. Respir. J. 1997, 10.
- [6] U. FREY, A. SCHIBLER, R. KRAEMER: Pressure oscillations after flow interruption in relation to lung mechanics; Respir. Physiol., 1995, 102.
- [7] U. FREY, B. SUKI, R. KRAEMER, A.C. JACKSON: Human respiratory input impedance between 32 and 800 Hz measured by interrupter technique and forced oscillations; J. Appl. Physiol. 1997, 82.
- [8] A.C. JACKSON, H.T. JR. MILHORN, J.R. NORMAN: A reevaluation of the interrupter technique for airway resistance measurement; J. Appl. Physiol. 1974, 36.
- [9] M.J. JAEGER: Effect of the cheeks and the compliance of alveolar gas on the measurement of respiratory variables; Respir. Physiol. 1982, 47.
- [10] L. LJUNG: System Identification: Theory for the User; Prentice Hall, Upper Saddle River 1987.
- [11] K.R. LUTCHEN, A.C. JACKSON: Reliability of parameter estimates from models applied to respiratory impedance data; J. Appl. Physiol. 1987, 62.
- [12] K.R. LUTCHEN, A.C. JACKSON: Confidence bounds on respiratory mechanical properties estimated from transfer versus input impedance in human versus dogs; IEEE Trans. Biomed. Eng. 1992, 39.
- [13] K. MAŃCZAK, Z. NAHORSKI: Komputerowa identyfikacja obiektów dynamicznych; PWN, Warszawa 1983.
- [14] J. MEAD: Contribution of compliance of airways to frequency dependence behavior of lungs; J. Appl. Physiol. 1969, 26.
- [15] J. MEAD, J.L. WHITTENBERGER: Evaluation of airway interruption technique as a method for measuring pulmonary air-flow resistance; J. Appl. Physiol. 1954, 6.
- [16] J. VON NEERGAARD, K. WIRZ: Die Messung der Strömungswiderstände in den Atemwegen des Menschen, insbesondere bei Astma und Emphysem; Z. Klin. Med. 1927, 105.
- [17] A.G. POLAK, J. MROCZKA, I. JABŁOŃSKI: Badania symulacyjne modelu układu oddechowego w czasie przerywania przepływu powietrza; V Szkoła-Konferencja „Metrologia Wspomagana komputerowo”, Rynia k/Warszawy, czerwiec 1999.
- [18] A.G. POLAK, J. MROCZKA: Nieinwazyjne techniki pomiaru właściwości mechanicznych układu oddechowego. Metrologia i Systemy Pomiarowe 1999, 6.
- [19] P.V. ROMERO, J. SATO, F. SHARDONOFSKY, J.H.T. BATES: High frequency characteristics of respiratory mechanics determined by flow interruption. J. Appl. Physiol.